

①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Patentschrift**
⑩ **DE 38 36 835 C 2**

②① Aktenzeichen: P 38 36 835.8-33
②② Anmeldetag: 28. 10. 88
④③ Offenlegungstag: 8. 6. 89
④⑤ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 15. 4. 93

⑤① Int. Cl.⁵:
G 01 T 1/20
~~G 01 T 1/29 - Y S~~
H 01 L 27/14
H 01 L 31/103
H 01 L 23/50
G 03 B 42/02

DE 38 36 835 C 2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③①

28.10.87 JP P62-270200 11.11.87 JP P62-283075
28.12.87 JP P62-332333 28.12.87 JP P62-332334

⑦③ Patentinhaber:

Hitachi, Ltd., Tokio/Tokyo, JP

⑦④ Vertreter:

Strehl, P., Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing.;
Schübel-Hopf, U., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Groening,
H., Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte, 8000 München

⑦② Erfinder:

Takahashi, Tetsuhiko; Yoshida, Minoru,
Tokio/Tokyo, JP; Takeuchi, Hiroshi, Matsudo, Chiba,
JP; Fujii, Hideji, Tokio/Tokyo, JP; Itho, Haruo, Hino,
Tokio/Tokyo, JP; Shimada, Toshikazu, Kokubunji,
Tokio/Tokyo, JP; Maio, Kenji, Tokio/Tokyo, JP

⑤⑤ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 38 29 912 A1
DE 35 22 515 A1
JP 62-1 51 781 A
JP 62-24 174 A
JP 57-1 72 273

⑤④ Strahlungsdetektor und Herstellungsverfahren dafür

DE 38 36 835 C 2

Die Erfindung betrifft einen Strahlungsdetektor der im Oberbegriff des Patentanspruchs 1 genannten Art sowie ein Herstellungsverfahren dafür. Ein entsprechender Strahlungsdetektor ist aus der JP 62-151 781 A bekannt.

Strahlungsdetektoren für Röntgenstrahl-CT-Scanner sind typischerweise aus einem Szintillator und einer Photodiode zusammengesetzt. Als Photodiode kann eine Photodiode aus amorphem Silizium verwendet werden.

Bei dem aus der genannten JP 62-151 781 bekannten Strahlungsdetektor ist eine Anzahl von Szintillatoren auf einer Halterung angeordnet, wobei auf der Rückseite eines jeden Szintillators solche Dünnfilm-Photodioden ausgebildet sind. Eine Oberfläche der Halterung ist mit Signalleitungen versehen.

Die Elektroden der Photodioden sind dabei direkt über einen leitenden Kleber mit den Signalleitungen verbunden. Das heißt, daß die Seite des Szintillators bzw. Detektorelementes mit den Photodioden und die Oberfläche der Halterung mit den Signalleitungen direkt gegenüberliegen. Eine genaue Ausrichtung der einzelnen Detektorelemente ist bei einer solchen Anordnung jedoch sehr schwierig.

Die JP 62-24 174 A und DE 35 22 515 A1 beschreiben Strahlungsdetektoren mit Photodioden, die auf separaten Halbleiterelementen liegen. Zur Bildung von Detektorarrays werden die Szintillatoren und Photodioden mittels eines Klebers verbunden. Gemäß der DE 35 22 515 wird beispielsweise ein transparenter Klebstoff verwendet. Inhomogenitäten im Klebstoff oder unterschiedliche Dicken der Klebstoffschicht verursachen jedoch Empfindlichkeitsunterschiede, die bei Röntgenstrahl-CT-Scannern sehr schädlich sind. Die Empfindlichkeitsunterschiede werden besonders groß, wenn in der Klebstoffschicht Luftblasen eingeschlossen sind. Gerade bei der Anordnung der JP 62-24 174 entstehen jedoch fast immer Luftspalte, in denen der Klebstoff unregelmäßig verteilt ist.

In den genannten Veröffentlichungen sind keine Überlegungen hinsichtlich der genauen und effizienten Unterbringung einer Anzahl von Elementen in einem Gehäuse enthalten. Bei den bekannten Detektoren sind daher aneinander angrenzende Elemente sehr oft gegeneinander verschoben. Wenn ein solcher Detektor in einem CT-Scanner verwendet wird, ist die Qualität des CT-Bildes unvermeidlich verschlechtert, es entstehen Störungen und so weiter.

Ausgehend von dem eingangs genannten Stand der Technik, liegt daher der Erfindung die Aufgabe zugrunde, einen Strahlungsdetektor zu schaffen, der bei hoher Zuverlässigkeit und Genauigkeit einfach herzustellen ist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit den im Kennzeichen des Patentanspruchs 1 angegebenen Merkmalen sowie durch die Merkmale des Herstellungsanspruchs 8 gelöst.

Die erfindungsgemäße Lösung hat den Vorteil, daß die Szintillator- bzw. Detektorelemente, von denen jedes mit einer Photodiode versehen ist, auf einer absolut ebenen Oberfläche aufgebracht werden, die insbesondere keine Signalleitungen aufweist. Die Detektorelemente liegen daher exakt in einer Ebene.

Darüberhinaus ist die mechanische Verbindung des Detektorelementes mit der Halterung unabhängig von der elektrischen Verbindung. Es kann daher durch Ver-

wendung eines kräftigen Klebers eine feste mechanische Verbindung erhalten werden.

Die Oberfläche der Halterung, auf der sich die Detektorelemente befinden (erste Oberfläche der Halterung), kann somit außerdem als Oberfläche zum Ausrichten bzw. Anlegen einer Anzahl von Detektorblocks an einem Rahmen verwendet werden, so daß auch der Aufbau des kompletten Scanners erleichtert wird.

Vorteilhafte Ausgestaltungen des Strahlungsdetektors nach Anspruch 1 und des Herstellungsverfahrens nach Anspruch 8 sind den Unteransprüchen 2 bis 7 bzw. 9 bis 12 zu entnehmen.

Ein Ausführungsbeispiel für den Strahlungsdetektor wird anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1A, B, C und 3A, B, C Aufsichten auf und Seitenansichten des Ausführungsbeispiels in einem Zustand etwa in der Mitte des Herstellungsverfahrens;

Fig. 2 einen Schnitt durch einen Teil des Strahlungsdetektors;

Fig. 4 eine Seitenansicht in einem Zustand, bei dem der Photodetektor fertig ist;

Fig. 5, 6 und 7 Schnittansichten eines Teils des Strahlungsdetektors;

Fig. 8 und 10 perspektivische Ansichten bzw. Aufsichten zur Darstellung der Form einer Photodiode bei dem Strahlungsdetektor;

Fig. 9A und B die Streuung der Empfindlichkeit bei dem Photodetektor.

Die Fig. 1 zeigt ein Ausführungsbeispiel, bei dem zwölf Röntgenstrahl-Detektorelemente unter Bildung eines Detektorblockes regelmäßig angeordnet sind. Zur Ausbildung eines Detektorarrays für einen Röntgenstrahl-CT-Scanner wird eine Anzahl von Detektorblöcken kreisförmig angeordnet. Die Fig. 1 zeigt einen Zustand etwa in der Mitte des Herstellungsverfahrens für den Detektorblock. In der Fig. 1A ist die Rückseite des Blockes und in den Fig. 1B und C sind Seitenansichten davon dargestellt.

Ein Szintillator 11 aus Keramik mit $Gd_2O_2S : Pr, Ce, F$ als Bestandteilen hat Abmessungen von beispielsweise 20 bis 30 mm in Längsrichtung, 15 bis 25 mm in Richtung der Kanäle und 1 bis 3 mm in der Dicke. Eine streifenförmige Photodiode 12 aus einer Schicht amorphen Siliziums von 16 bis 26 mm Länge und 1 bis 2 mm Breite ist in 12 Stücken an der Rückseite des Szintillators angeordnet. Die Fig. 1A zeigt eine davon in gestrichelter Darstellung.

Die Fig. 2 ist eine Schnittansicht eines Teiles des Szintillators 11, der Photodiode 12 und einer Bond-Anschlußfläche 15. Auf der Vorderseite (der Seite, auf der die Röntgenstrahlen einfallen) des Szintillators 11 befindet sich eine Al-Licht-Reflektionsschicht 67, und an der Rückseite davon eine SiO_2 -Schutzschicht 61. Auf der Schutzschicht 61 ist eine transparente Elektrode 62 aus Indium-Zinn-Oxid (ITO) aufgebracht. Die Bond-Anschlußfläche 15 ist auf der ITO-Elektrode 62 jeweils an Endstellen eines jeden der Elementbereiche, die durch Aufteilen der Rückseite des Szintillators in 12 Stücke erhalten werden, vorgesehen. Auf der ITO-Elektrode 62 sind dann aufeinanderfolgend eine amorphe p-Typ-Siliziumschicht 63, eine amorphe i-Typ-Siliziumschicht 64, eine amorphe n-Typ-Siliziumschicht 65 und eine obere Elektrode 66 aufgebracht, und zwar auf den verbleibenden Abschnitten jedes Bereiches, wodurch die Photodiode 12 gebildet wird.

Mit einem isolierenden Klebstoff 14 ist an der Photodiode 12 eine Halterung 13 (Fig. 1) befestigt. Die Halterung 13 ist so angebracht, daß alle 12 Photodioden abge-

deckt werden und ein Endabschnitt ein Photodiode zur Verdrahtung freiliegt. Die Halterung 13 besteht aus einem keramischen Isolator oder Glas-Epoxid, und auf ihrer Rückseite sind mittels einer gedruckten Schaltung Signalleitungen 19, 20 für jedes Element ausgebildet. Für den externen Anschluß ist jede Signalleitung mit Anschlußstellen 21, 22 verbunden. Die Bond-Anschlußfläche 15 einer jeden Photodiode 12 und ein Ende der Signalleitung 19 sind durch eine Drahtbondung verbunden. Desgleichen sind ein freiliegender Abschnitt der oberen Elektrode 66 der Photodiode 12 und ein Ende der Signalleitung 20 durch eine Drahtbondung verbunden. Die dafür benutzten Drähte 17, 18 bestehen aus Gold oder Aluminium. In der Fig. 1 sind die Drähte 17 und 18 nur für ein Element gezeigt, um zu vermeiden, daß die Darstellung optisch verwirrend wird.

Als nächstes wird der Abschnitt mit der Drahtbondung durch isolierendes Kunstharz oder dergleichen geschützt, wie es jeweils die Anwendung erfordert, und dann wird der Szintillator 11 an Stellen 30, die in der Fig. 3A strichpunktiert gezeigt sind, beziehungsweise längs der Linien zur Aufteilung der Elementbereiche geschnitten. Zum Schneiden wird der Szintillator 11 von der Seite, von der die Röntgenstrahlen einfallen, mittels eines Diamantes mit Nuten versehen. Die Nuten können eine Breite von 100 bis 200 μm haben.

Da der Szintillatorblock 11, wie oben beschrieben, bereits fest mit der Halterung 13 verbunden ist, bilden die einzelnen Szintillatorelemente auch dann keine Einzelstücke, wenn der Szintillator 11 vollständig durchtrennt wird, und es ist entsprechend die genaue Positionierung der Elementanordnung gesichert. Vorzugsweise ist die Nut so tief, daß wenigstens die Oberfläche der Halterung 13 erreicht wird. Als nächstes wird, wie in den Fig. 3B und 3C gezeigt, ein Trennstück 31 in die Nut eingesetzt. Für das Trennstück 31 ist Aluminium auf der Oberfläche eines Molybdän-Plättchens von 50 bis 150 μm Dicke aufgedampft, und es wirkt zum Abteilen des Lichtes zwischen den Szintillatoren eines jeden Kanals und der gestreuten Strahlung und zum Reflektieren des Szintillationslichtes, um die Empfindlichkeit zu erhöhen. Wie in der Fig. 4 gezeigt, ist auf der Rückseite der Halterung 13 und an einem Ende des Szintillators 11 mittels Klebstoff eine zweite Halterung 51 angebracht, die an der Stelle, an der sich die Drahtbondung befindet, ausgehöhlt ist. Die Halterung 13 kann nämlich nicht beliebig dick gemacht werden, da auf einem Ende davon eine Drahtbondung auszuführen ist. Es kann entsprechend der Fall eintreten, daß die Festigkeit der Halterung 13 nicht ausreichend ist. Eine genügende Festigkeit kann dann durch Verbinden mit der zweiten Halterung 51 erhalten werden. Die Bond-Anschlußfläche 15 ist dann ausreichend dick, um das Bonden mit Draht zu ermöglichen. Die Bond-Anschlußfläche 15 kann auch durch Aufbringen eines Leiters mittels eines Dickfilmdruckes auf einer Metallschicht, die durch einen Dünnschichtprozeß gebildet wurde, erhalten werden. Wenn die Bond-Anschlußfläche 15 ausreichend dick ist, so daß sie nicht durchgeschnitten wird, wenn der Szintillator 11 eingegesen wird, kann sie als gemeinsame Masseelektrode für die 12-Kanal-Detektorelemente verwendet werden.

Der aus den 12 Elementen bestehende Detektorblock, der mit der Halterung 13 verbunden ist, weist eine daran angeschlossene Signalleitung auf, und die zweite Halterung 51 ist leicht und fest, so daß der Detektor für den Aufbau eines Detektorarrays zur Anwendung in einem CT-Scanner geeignet ist.

Die Form der Photodiode für diesen Detektor wird nun im einzelnen beschrieben. Die Fig. 5 ist ein vergrößerter Schnitt durch die Photodioden längs der Linie Q-Q' in der Fig. 3A. Gleiche Bezugszeichen wie in der Fig. 2 bezeichnen entsprechende Teile.

Die Schichten 63, 64, 65 amorphen Siliziums und die obere Elektrode 66, aus denen die Photodiode besteht, sind an Stellen ausgebildet, die von der Nut zum Trennen der Kanäle entfernt sind, und diese Abschnitte sind durch die Klebstoffschicht 14 abgedeckt. Die Klebstoffschicht 14 wirkt daher als Schutzschicht und verhindert, daß die an ein Trennstück 31 angrenzenden Photodioden benachbarter Kanäle elektrisch kurzgeschlossen werden. Die Tiefe der Nut ist so bemessen, daß sie die Halterung 13 erreicht, wie es in der Fig. 5 gezeigt ist, und vorzugsweise reicht auch das Trennstück 31 jeweils bis zur Halterung 13, um eine gegenseitige Beeinflussung der Kanäle auszuschließen. Wenn jedoch ein für das Szintillationslicht undurchlässiges Material für die Klebstoffschicht 14 verwendet wird, kann die Nut oder das Trennstück 31 auch innerhalb der Klebstoffschicht 14 enden, wie es in der Fig. 6 dargestellt ist. Wenn wie in der Fig. 7 gezeigt wenigstens die Oberfläche der Photodiode 12, die die Klebstoffschicht 14 bedeckt, mit einer Isolations-Schutzschicht 34 wie Polyimid-Isoindolquinazolinonion, SiO_2 oder dergleichen abgedeckt ist, braucht die Klebstoffschicht 14 nicht mehr notwendigerweise aus einem isolierenden Material zu bestehen.

Die Fig. 8 zeigt eine vorteilhafte Form für die Fläche der Photodiode 12. Vorzugsweise hat die Photodiode 12 demnach eine Gestalt, die zu ihren gegenüberliegenden Enden hin etwas an Breite zunimmt. Die Fig. 9A zeigt eine Verteilung der Röntgenstrahl-Nachweisempfindlichkeit in der Längsrichtung (x-Richtung der Fig. 8) bei einer rechteckigen Ausgestaltung der Photodiode mit gleichmäßiger Breite, und die Fig. 9B eine entsprechende Nachweisempfindlichkeit bei einer Form der Photodiode wie in der Fig. 8 gezeigt. Der Wirkungsgrad der Lichtübertragung zu der Photodiode ist nämlich zwischen deren Endabschnitten und dem Mittenabschnitt entsprechend der Verteilung des Lichts im Szintillator verschieden. Entsprechend ist die Röntgenstrahl-Nachweisempfindlichkeit an den Endabschnitten verschlechtert, wie es in der Fig. 9A gezeigt ist, wenn die Photodiode eine Rechteckform mit gleichmäßiger Breite aufweist. Bei einer Gestaltung gemäß Fig. 8 wird die Verschlechterung der Nachweisempfindlichkeit an den Endabschnitten verringert, und die Verteilung der Empfindlichkeit in der x-Richtung bzw. in der Richtung der Dicke des aufgefächerten Strahles eines Röntgenstrahl-CT-Scanners wird einheitlicher, wie es in der Fig. 9B dargestellt ist. Die gleichförmigere Verteilung der Empfindlichkeit verringert die Erzeugung von Störungen bei der Erfassung einer Abbildung.

Die Fig. 10 zeigt ein anderes Beispiel für eine Verbesserung der Empfindlichkeitsverteilung in der x-Richtung. Die Photodiode 12 hat hier eine Rechteckform mit gleichmäßiger Breite, diese rechteckige Photodiode ist jedoch mittels eines Laserstrahles mit Nuten 35 versehen, wodurch die Photodiode teilweise entfernt wurde und damit die Empfindlichkeit eingestellt wurde. Die Strahlbreite des Lasers beträgt dabei beispielsweise 100 bis 500 μm , sie muß im Vergleich mit der Ausbreitung des Lichtstromes im Szintillator klein sein. Die Abstände der Nuten 35 sind nahe an den Endabschnitten der Photodiode 12 groß und im Mittenabschnitt davon klein, das heißt es sind im Mittenabschnitt mehr Nuten vorgesehen als an den Endabschnitten, wodurch die Empfind-

lichkeit als Ganzes gleichmäßig gegeben wird. Das Muster für die Entfernung der Photodiode kann auch punktförmig oder anders sein.

Patentansprüche

1. Strahlungsdetektor für einen Röntgenstrahl-CT-Scanner, mit
 - einer Anzahl von Detektorelementen (11, 12) mit jeweils einer Vorderseite, auf die die zu erfassenden Röntgenstrahlen einfallen, und mit einer der Vorderseite gegenüberliegenden Rückseite, wobei die Detektorelemente jeweils aus einem Szintillator (11) und einer Dünnfilm-Photodiode (12) mit einer ersten Elektrodenschicht (62), einer amorphen Siliziumschicht (63, 64, 65) und einer zweiten Elektrodenschicht (66) an der Rückseite des Detektorelementes bestehen; und mit
 - einer Halterung (13) mit einer ersten Oberfläche, an der die Detektorelemente mit ihrer Rückseite befestigt sind;
 dadurch gekennzeichnet, daß
 - die Detektorelemente (11, 12) so an der ersten Oberfläche der Halterung (13) befestigt sind, daß die Photodioden (12) bis auf einen Endabschnitt von der Halterung (13) abgedeckt sind; wobei
 - die Halterung (13) auf einer der ersten Oberfläche gegenüberliegenden zweiten Oberfläche eine Anzahl von Signalleitungen (19, 20) aufweist und die Photodioden (12) jeweils über Bonddrähte (17, 18) mit den Signalleitungen (19, 20) verbunden sind; daß
 - die Szintillatoren (11) durch Nuten getrennt sind; und daß
 - in die Nuten zwischen den Szintillatoren (11) Trennstücke (31) eingesetzt sind, die die Detektorelemente (11, 12) bezüglich der Röntgenstrahlung oder optisch voneinander abschirmen.
2. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Halterung (13) und die Detektorelemente (11, 12) mittels eines isolierenden Klebstoffes (14) verbunden sind.
3. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest diejenige Oberfläche der Photodioden (12), die mit der Halterung (13) verbunden ist, mit einer isolierenden Schutzschicht (14; 34) versehen ist.
4. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß auf derjenigen Oberfläche der Szintillatoren (11), auf der die Photodioden (12) ausgebildet sind, eine Bond-Anschlußfläche (15) mittels Dickschichttechnik hergestellt ist, wobei die Bond-Anschlußfläche (15) und die Signalleitungen auf der Halterung (13) durch Drahtbondung miteinander verbunden sind.
5. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine zweite Halterung (51) auf der ersten Halterung (13) mit den Signalleitungen befestigt ist.
6. Strahlungsdetektor nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die zweite Halterung (51) sowohl an der Rückseite der ersten Halterung (13) als auch an einem Endabschnitt der Oberfläche der Szintillatoren (11), an denen die Photodioden ausgebildet sind, befestigt ist.

7. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die aktive Fläche der Photodiode (12) jeweils eine Streifenform hat, die in der Nähe der gegenüberliegenden Enden breiter ist als im Mittelabschnitt (Fig. 8).

8. Verfahren zur Herstellung eines Strahlungsdetektors nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch

- einen ersten Schritt des Ausbildens einer Anzahl von Photodioden (12) aus amorphem Silizium auf der Rückseite eines Szintillatorblocks (11);
 - einen zweiten Schritt des Verbindens und Befestigens einer plattenförmigen Halterung (13), auf der sich eine Anzahl von Signalleitungen befindet, an der Rückseite des Szintillatorblocks (11), so daß ein Teil der Photodioden (12) abgedeckt ist;
 - einen dritten Schritt des Verbindens der Photodioden (12) und der Signalleitungen miteinander durch Drahtbondung;
 - einen vierten Schritt des Schneidens des Szintillatorblocks (11) unter Ausbildung einer Anzahl von Nuten entlang von Trennlinien für die einzelnen Detektorelemente von der Vorderseite des Szintillatorblocks her; und durch
 - einen fünften Schritt des Einsetzens von Trennstücken (31) zum gegenseitigen Abschirmen der Detektorelemente bezüglich der Röntgenstrahlung oder optisch.
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen dem dritten Prozeßschritt und dem vierten Prozeßschritt ein Schritt des Beschichtens des Abschnittes mit der Drahtbondung durch Kunstharz vorgesehen ist.
10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Nuten des vierten Prozeßschrittes eine Klebstoffschicht (14) erreichen, die für die Befestigung bei dem zweiten Prozeßschritt verwendet wurde.
11. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Nuten des vierten Prozeßschrittes die Oberfläche der Halterung (13) erreichen.
12. Verfahren nach Anspruch 8, gekennzeichnet durch einen Prozeßschritt des Befestigens wenigstens einer zweiten Halterung (51) an einer Rückseite der ersten Halterung (13) nach dem dritten Prozeßschritt.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

FIG. 1A

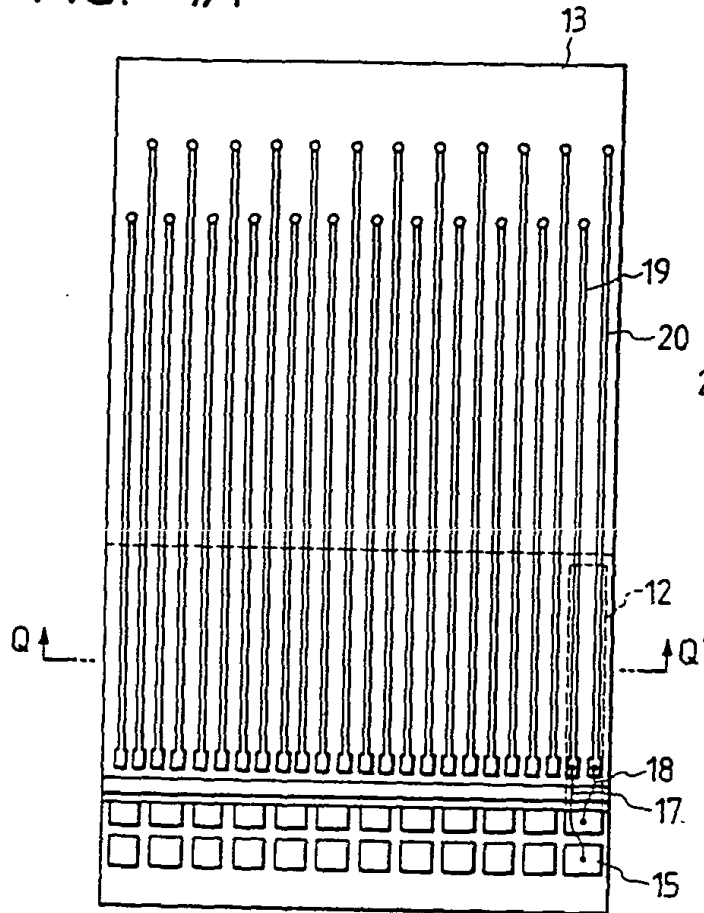


FIG. 1B

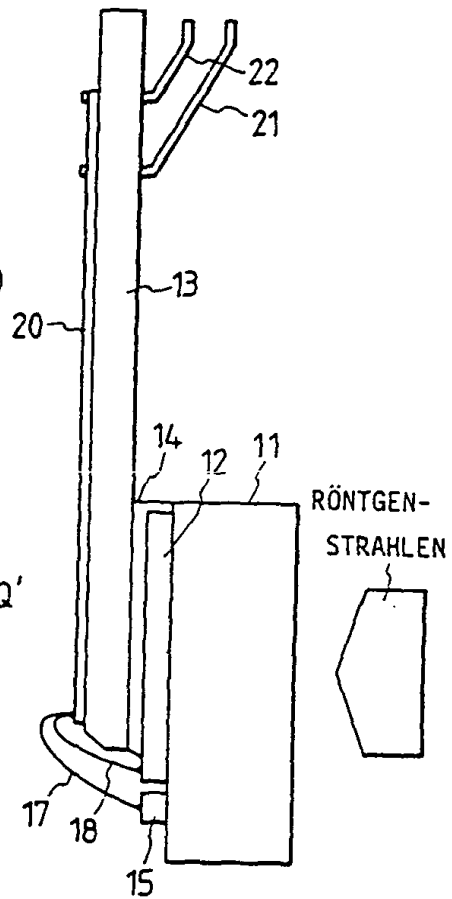


FIG. 1C

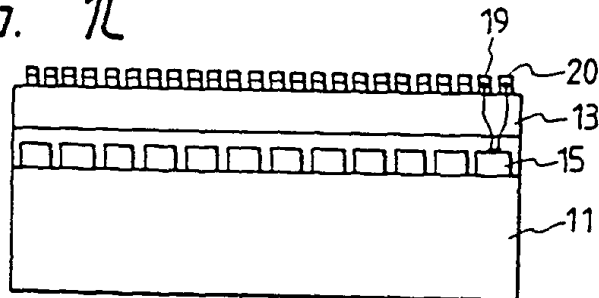


FIG. 2

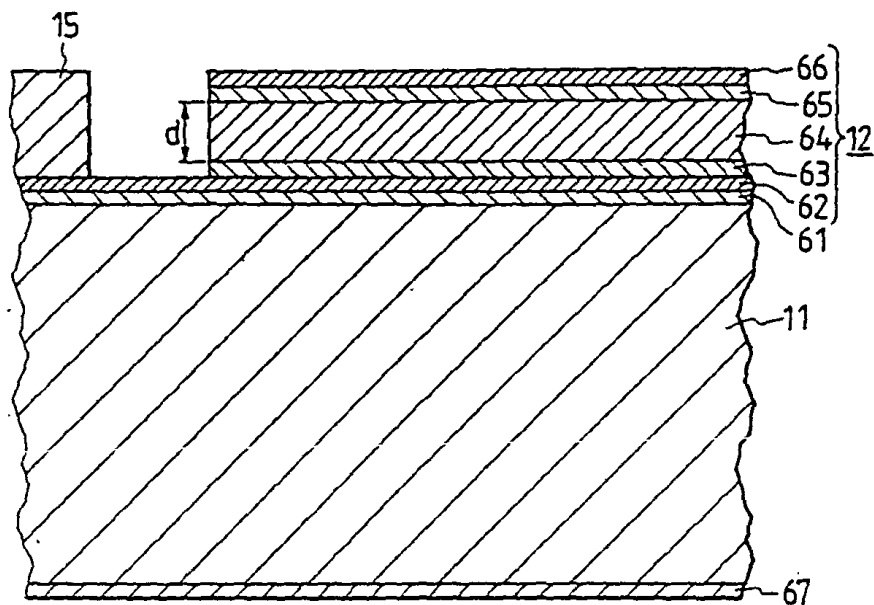


FIG. 4

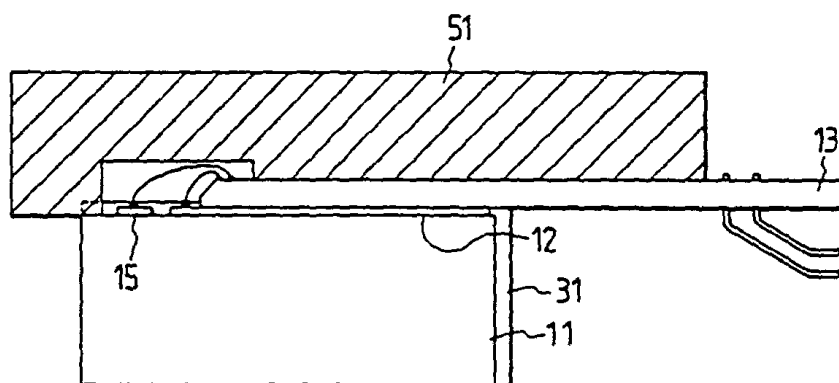


FIG. 3A

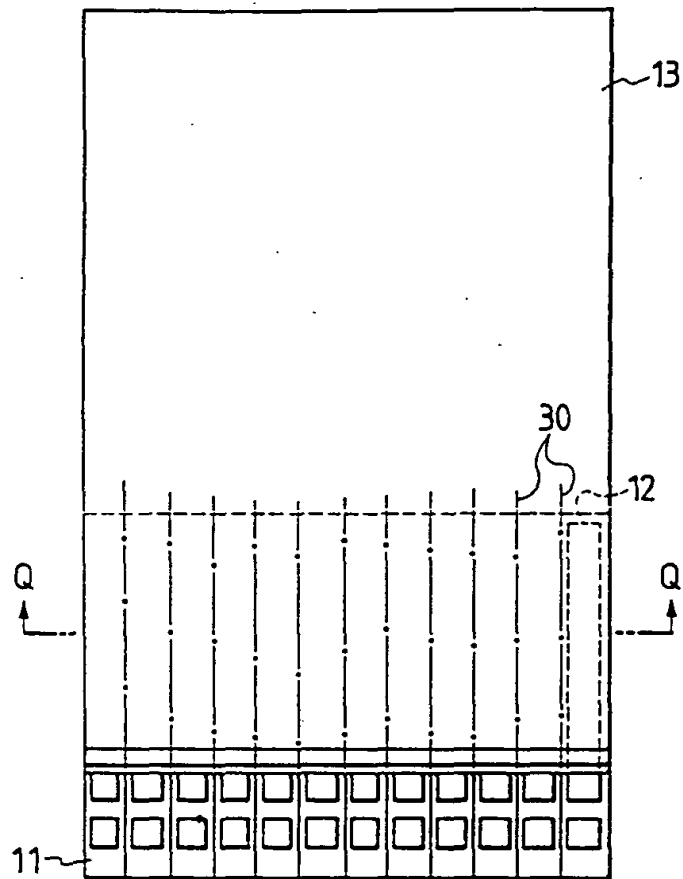


FIG. 3B

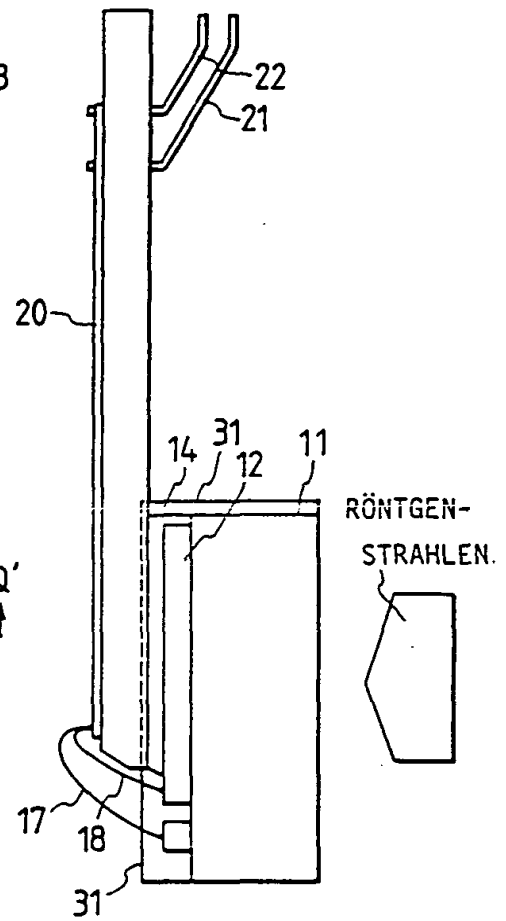


FIG. 3C

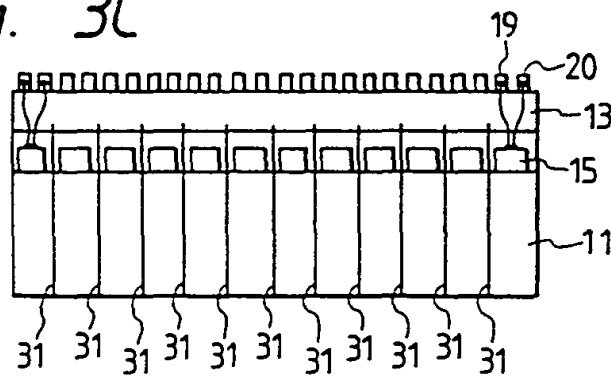


FIG. 5

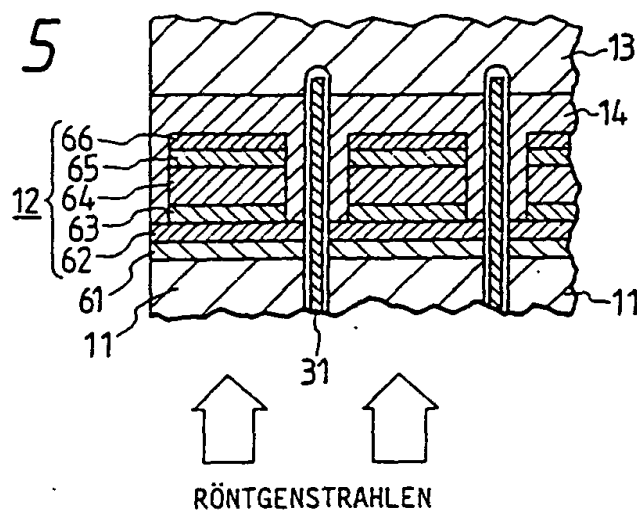


FIG. 6

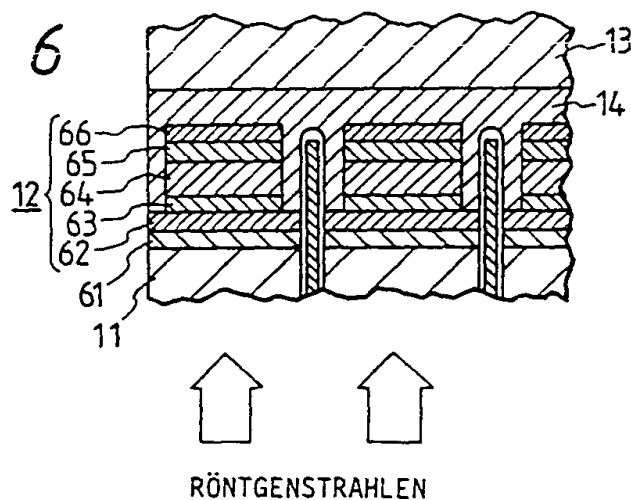


FIG. 7

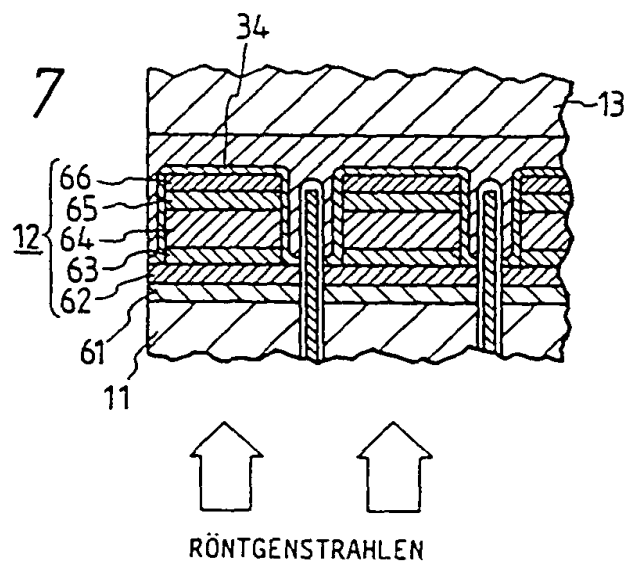


FIG. 8

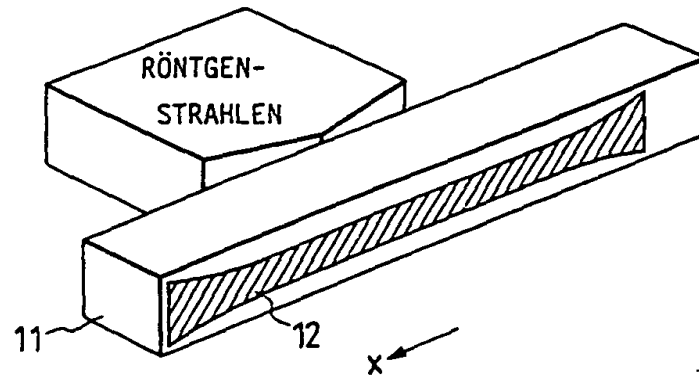


FIG. 9A

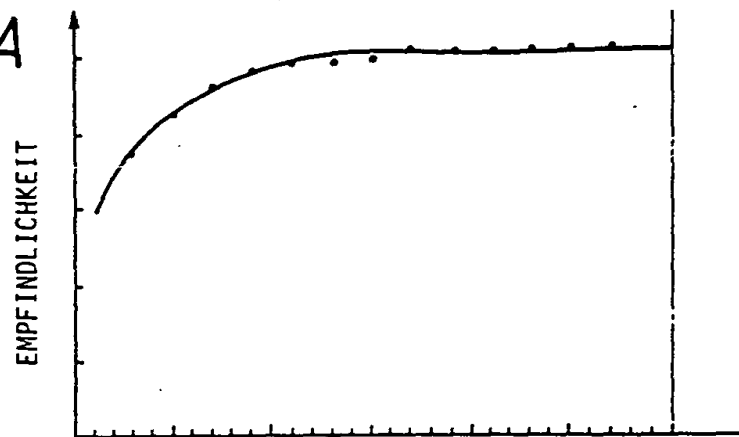


FIG. 9B

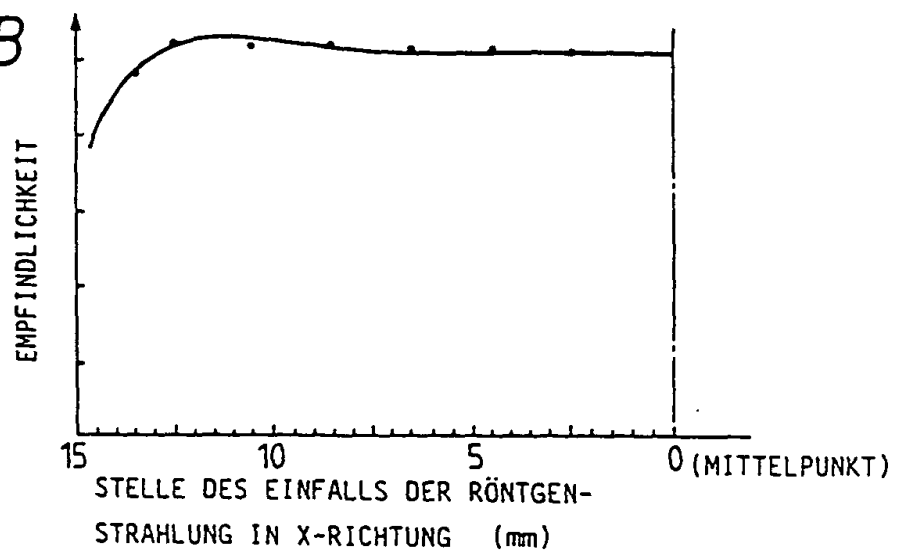


FIG. 10

